ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1989

Seria: AUTOMATYKA z. 93 Nr kol. 969

Zygmunt FRANKIEWICZ

MODELOWANIE ZAKŁÓCEŃ I SYGNAŁU EKG NA POTRZEBY TESTOWANIA ALGORYTMÓW SŁUŻĄCYCH DO KOMPUTEROWEJ ANALIZY ELEKTROKARDIOGRAMU

Streszczenie. W pracy podana została metoda badania odporności na zakłócenia algorytmów służących do wyznaczania cech sygnału EKG i detekcji jego punktów charakterystycznych. Umożliwia ona porównywanie przydatności różnych algorytmów z punktu widzenia ich wrażliwości na złą jakość sygnału.

Podane zostały propozycje modeli trzech podstawowych rodzajów zakłóceń występujących w elektrokardiografi, tj.: zakłóceń wolnozmiennych, sieciowych i mięśniowych. Ponadto przedstawiono dwie metody generacji sztucznego zespołu QRS przydatne między innymi do testowania odporności algorytmów na zakłócenia oraz metodę przeprowadzania tych badań.

1. Wstęp

Początki komputerowo wspomaganej analizy sygnału EKG, datujące się we wczesnych latach sześćdziesiątych, nie były obiecujące. Pierwszymi były programy Pipbergera i ECAN z U.S. Public Health Service [8]. Przyczyną był brak akceptacji lekarzy i trudności techniczne. Od tego czasu sytuacja zmieniła się radykalnie - komputerowa analiza sygnału EKG jest obecnie powszechnie stosowana w krajach wysoko rozwiniętych. Dla przykładu w USA 20% wszystkich elektrokardiogramów interpretowanych jest z pomocą komputerów [8], w Japonii w 1984 r. za pomocą jednego tylko programu "ECAPS" przeanalizowano ponad 1 mln elektrokardiogramów [17]. Najistotniejszymi przyczynami tak gwałtownego rozwoju tej dziedziny techniki medycznej, oprócz gwałtownego rozwoju mikroelektroniki, jest powszechnie odczuwany brak wykwalifikowanych lekarzy kardiologów oraz nowe, często zupełnie do tej pory niedostępne rodzaje badań, które umożliwiają systemy komputerowe. Dalsze argumenty za stosowaniem komputerów do nadzoru pracy serca, to: niski koszt automatycznej analizy sygnału EKG, jej obiektywizm, możliwość uzyskania zapisu sygnału w przypadkach wystąpienia arytmii, szybkość pracy i duża pojemność pamięci komputerów.

Sygnał EKG jest słabym sygnałem: maksymalna amplituda typowego elektrokardiogramu powierzchniowego waha się od 1 do 3 mV. Tak słaby sygnał łatwo ulega zakłóceniu przez inne sygnały fizjologiczne czy pochodzące od sprzętu technicznego. Jego pomiar dodatkowo utrudniony jest przez dużą impedancję źródła sygnału. Z tego powodu zakłócenia są problemem powszechnie występu-

jącym również w komputerowej analizie sygnału EKG, a jedną z najistotniejszych cech algorytmów służących do tej analizy jest ich odporność na zakłócenia. Przykładowo: algorytmy, które bardzo dobrze działają na niezakłóconym sygnale, mogą okazać się nieprzydatne do analizy sygnału zakłóconego.

Istnieje zatem konieczność testowania algorytmów ze względu na ich odporność na zakłócenia. Dotyczy to szczególnie algorytmów służących do detekcji charakterystycznych punktów sygnału, takich jak początki i końce załamków, punkt odniesienia zespołu QRS oraz algorytmów przeznaczonych do wyznaczania cech, na podstawie których w dalszej kolejności odbywa się klasyfikacja sygnału.

Niestety, na świecie wciąż nie istnieje ogólnodostępna baza danych testowych na potrzeby testowania systemów i algorytmów do komputerowej analizy sygnału EKG. Tym bardziej brak jest baz danych zawierających sygnały zakłócone o różnym rodzaju i poziomie zakłóceń.

W tej sytuacji konieczne jest stworzenie modeli zakłóceń i na ich podstawie badanie odporności na zakłócenia wspomnianych algorytmów.

2. Pochodzenie, własności i modele zakłóceń sygnału EKG

Biorąc jako kryterium widmo częstotliwościowe można wyodrębnić trzy najistotniejsze rodzaje zakłóceń:

- wolnozmienne,
- sieciowe,
- mięśniowe.

Poza nimi występuje wiele innych, których znaczenie jest mniejsze albo z powodu rzadkości występowania, albo ze względu na ich małą szkodliwość dla komputerowej analizy sygnału EKG. Są to między innymi:

1 - szum aparaturowy,
2 - błąd kwantyzacji,
3 - nierównomierność próbkowania,
4 - piki i skoki linii izoelektrycznej,
5 - błąd maskowania,
6 - zakłócenia generowane przez narzędzia elektrochirurgiczne i inny sprzęt elektrotechniczny.

Znaczenie trzech pierwszych wymienionych zakłóceń jest zwykle pomijalnie małe [5], [24]. Zakłócenia w postaci pików i skoków linii izoelektrycznej przedostają się indukcyjnie, a rzadziej elektrostatycznie przez kable przyłączeniowe. Ich źródłem mogą być silniki komutatorowe, oświetlenie jarzeniowe, włączanie silników indukcyjnych itp. [19]. Występujące w sygnale bardzo wąskie o stromych zboczach i nieraz dużej amplitudzie piki nie stanowią istotnego problemu przy rozróżnianiu ich od załamków elektrokardiogramu z powodu ich znikomej energii. Bardziej kłopotliwe, chociaż rzadsze, są skoki

linii izoelektrycznej. Co prawda, jedynie sporadycznie są one wykrywane przez detektory załamków, jednak mogą znacznie utrudniać dalszą analizę sygnału.

Aby nie dopuścić do wystąpienia zjawiska maskowania, przed spróbkowaniem sygnał poddaje się filtracji dolnoprzepustowej, aby zapewnić wystarczający odstęp od częstotliwości próbkowania f_p. Zaleca się przyjmowanie częstotliwości granicznej filtru 2,5 raza mniejszej od częstotliwości próbkowania [24]. Jeżeli f_p jest mała (200 Hz i mniej) należy liczyć się ze zniekształceniami fazy tych harmonicznych sygnału, które leżą blisko częstotliwości granicznej filtru.

Problem zakłóceń pochodzących od narzędzi elektrochirurgicznych dotyczy tylko sprzętu pracującego w salach operacyjnych. Zakłócenia te są wysokoczęstotliwościowe i najczęściej nie pokrywają się z widmem sygnału EKG [25].

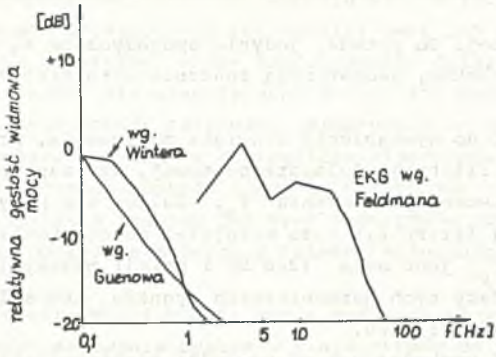
W następnej kolejności zostaną omówione trzy najważniejsze wymienione na początku rodzaje zakłóceń.

2.1. Zakłócenia wolnozmienne (niskoczęstotliwościowe)

Inaczej określane są jako dryft lub pływanie linii izoelektrycznej. Przyczyny ich powstawania są różnorodne. Mogą być wywołane zmianą położenia serca względem elektrod, na przykład wskutek ruchu pacjenta czy jego oddechu. Najczęściej występującą przyczyną zakłóceń linii izoelektrycznej są zjawiska elektrochemiczne występujące na granicy elektroda-skóra. Chodzi tu głównie o zmienne w czasie potencjały kontaktowe, zmienne impedancje tego połączenia związane z wysychaniem żelu elektrodowego czy zmianą mechanicznego napięcia skóry, która jest elastyczną tkanką. Mechaniczne obluzowanie się elektrod również zmienia impedancję tego połączenia, a dodatkowo umożliwia przedostawanie się do sygnału zakłóceń pochodzących od rozładowania ładunków elektrostatycznych zmagazynowanych w otoczeniu lub na ciele pacjenta [11]. Niestabilna w czasie linia izoelektryczna jest powodem dużych błędów pomiarów większości istotnych cech, np. amplitudy załamków, czasu ich trwania itp. Stanowi ona zasadniczy problem przy długotrwałych rejestracjach czy monitorowaniu pacjenta z powodu trudności w utrzymaniu stałej impedancji przejścia elektroda-skóra oraz w tych przypadkach, gdy sygnał zapisywany jest podczas ruchu pacjenta, np. w czasie prób wysiłkowych.

Według zgodnej opinii autorów prac [12], [26] widmo zakłóceń niskoczęstotliwościowych zasadniczo leży poniżej 1 Hz. Jego kształt, według wspomnianych dwóch autorów, został podany na rys. 1 razem z widmem sygnału EKG. Należy dodać, że w niektórych pracach podaje się 5 Hz jako górną granicę widma zakłóceń pochodzących od ruchu pacjenta [7], [23].

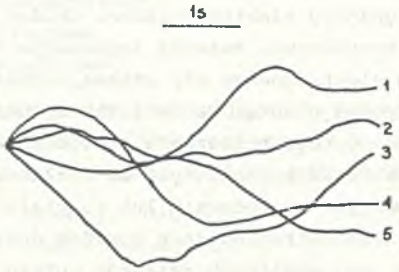
W literaturze można spotkać różne sposoby modelowania zakłóceń wolnozmiennych. Żywietz i inni [2] używali w tym celu trzech funkcji: sinusoidalnej, trójkątnej oraz schodkowej, ograniczając ich pochodne odpowiednio do 0,95 mV/ s, 0,61 mV/s i 0,30 mV/s. Talmon [21] do badań zastosował wybranych 7 oryginalnych zapisów dryftu izolinii. Fraden i Neuman do badań swoich



Rys. 1. Widmo zakłóceń niskoczęstotliwościowych wraz z widmem sygnału EKG

Fig. 1. Low frequency disturbances spectrum with ECG signal spectrum

swoich algorytmów używali modelu zakłóceń w postaci sinusoidy o częstotliwości 0,5 Hz i zmiennej amplitudzie [10]. Meyer i Keiser w tym samym celu zastosowali filtrowany proces Markowa o widmie zawartym całkowicie poniżej 0,5 Hz [15].



Rys. 2. Kolejne realizacje filtro-anego procesu Markowa używane do modelowania zakłóceń wolnozmiennych

Fig. 2. Sequentional filter realization of Markov process used to slowly varying disturbances modeling

Autor w swoich pracach używał jako modelu zakłóceń wolnozmiennych sinusoidy o częstotliwości 1 Hz, pseudolosowej fazie i zmiennej amplitudzie oraz pseudoprzypadkowego procesu Markowa filtrowanego dolnoprzepustowo filtrem o częstotliwości granicznej 0,5 Hz. Przykładowe realizacje procesu Markowa przedstawiono na rys. 2.

Wybór sinusoidy z pseudolosową fazą jako modelu ma tę zaletę, że jest łatwy do odtworzenia, co umożliwia łatwe porównywanie wyników testowania. Należy dodać, że dla amplitudy sinusoidy zakłócającej równej 0,5 mV przy przyjętej stosunkowo dużej jej częstotliwości (1 Hz) maksymalna wartość pochodnej zakłócenia osiąga bardzo dużą wartość 3,14 mV/s. Jest to zatem bardzo kłopotliwe do wyeliminowania zakłócenia.

2.2. Interferencja sieci prądu zmiennego

Problem zakłóceń pochodzących od sieci energetycznej występuje powszechnie w elektrokardiografii. Jest on istotny, gdyż widma zakłóceń i sygnału pokrywają się. Można je tłumić przez odpowiednie ułożenie kabli elektrodo-

wych i zasilających, dobór miejsca badania, czasu itp. Należy rozróżnić dwie drogi przedostawania się zakłóceń: przez pola elektryczne generowane wokół przewodów zasilających oraz przez pola magnetyczne wytwarzane przez silniki, transformatory itp. [3].

Pierwsza z nich jest mało szkodliwa, gdyż wytwarza napięcia wspólne na ciele pacjenta. Natomiast druga generuje sygnał różnicowy w pętlach przewodów doprowadzających sygnał od ciała pacjenta do wzmacniacza różnicowego elektrokardiografu.

Zakłócenia sieciowe w zależności od ich poziomu powodują efekty od poszerzania grubości linii zapisu termoczułego do zupełnego braku czytelności elektrokardiogramu. Zwiększają wariancję pomiaru wszystkich cech sygnału. Według Alrauna zawsze prowadzą do zawyżenia mierzonych amplitud przez wprowadzenie do wyniku błędu systematycznego [2].

Stosowanie filtrów selektywnych do odkłócania sygnału jest tradycyjnym rozwiązaniem. Filtr taki musi mieć wystarczająco szerokie pasmo tłumionych częstotliwości, aby uwzględnić normalną wariancję częstoltiwości sieci i odpowiednio wąskie, aby uniknąć istotnego zniekształcenia sygnału. Niedogodnością analogowych filtrów selektywnych jest możliwość wystąpienia zjawiska określanego jako "dzwonienie" filtru. Filtry cyfrowe nie mają tej wady, ponadto łatwo można uzyskiwać bardzo małe szerokości pasma. Jednak filtry te również zniekształcają sygnał.

Innym sposobem tłumienia zakłóceń sieciowych jest odejmowanie od zakłóconego sygnału sinusoidy o odpowiednio określonej amplitudzie, częstoliwości i fazie. Metoda estymacji amplitudy zakłóceń sieciowych została opisana w pracach Mortary [16] i Talmona [21]. Interesującą własnością tej metody jest brak zniekształceń sygnału. Słabymi punktami są: założenie o wolnych zmianach amplitudy zakłóceń i stałości ich częstotliwości.

Modelowanie zakłóceń sieciowych jest nieskomplikowane. Sprowadza się ono do generowania sinusoidy o częstotliwości 50 Hz i dodaniu jej do sygnału. Faza zakłócenia powinna być przypadkowa.

2.3. Zakłócenia mięśniowe

Ten rodzaj zakłóceń uznawany jest przez wielu autorów za najbardziej kłopotliwy ze względu na nakładanie się widm zakłóceń i sygnału na długim odcinku osi częstotliwości [3], [24]. Amplituda tych zakłóceń może dochodzić do amplitudy sygnału [19]. Szkodliwość zakłóceń mięśniowych wg Teppnera i Neuberta [22] jest często niedoceniana. Zdaniem tych autorów próg 18 V wartości skutecznej szumów wysokoczęstotliwościowych w elektrokardiogramie analizowanym przez systemy Hawlett Packarda, powyżej którego podawana jest informacja o złej jakości zapisu, ustawiony jest za wysoko. Błędy pomiaru większości cech dla takiego poziomu zakłóceń są już bardzo duże. Sytuację pogarsza fakt, że zakłócenia mięśniowe i sieciowe sumując się wpływają w taki sam sposób na błędy pomiarów [22].

Skurcze włókien mięśniowych inicjowane są impulsami przekazywanymi drog nerwową. Na pobudzenie komórki mięśniowe odpowiadają potencjałami czynnościowymi. Ich kształt może być jedno-, dwu-, trzy- lub czterowierzchołkowy, szerokość waha się od 1-13 ms, a amplituda wynosi ok. 300 μV [6]. Najczęstsze są potencjały czynnościowe dwu- i trójwierzchołkowe - zależy to od obciążenia mięśnia. Ze wzrostem obciążenia wzrasta udział kształtów jedno- i dwuwierzchołkowych. Siła skurczu uwarunkowana jest częstotliwością impulsów pobudzających. Średnia częstotliwość tych impulsów wynosi 7-25 1/s dla dużych mięśni i do 150 1/s dla mniejszych. Komórki mięśniowe grupują się w jednostki motoryczne. Są one tak małe, że trudno jest rejestrować ich potencjały nawet za pomocą elektrod igłowych. Pomiędzy chwilami generacji potencjałów czynnościowych różnych jednostek motorycznych istnieje opóźnienie czasowe. Odstęp pomiędzy impulsami pobudzającymi jest przypadkowy; co najwyżej można wykryć jego zależność od odstępu bezpośrednio go poprzedzającego. Przyjmuje się, że rozkład odstępów jest rozkładem normalnym [1], [13].

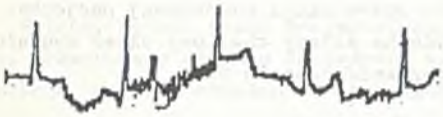
Znajomość kształtów potencjałów czynnościowych komórek mięśniowych, sposobu ich pobudzania, liczby jednostek motorycznych itp. umożliwiają modelowanie zakłóceń mięśniowych na potrzeby elektrokardiografii. Model ten różni się od modeli używanych w elektromiografii ze względu na zasadnicze różnic w powierzchni stosowanych elektrod. W elektrokardiografii używa się elektrod powierzchniowych, które sumują potencjały czynnościowe z bardzo dużej liczby jednostek motorycznych. Wielka liczba źródeł sygnału, przypadkowe chwile generacji różnorodnych w kształcie i szerokości potencjałów uzasadniają powszechne stosowanie, do modelowania zakłóceń mięśniowych, szumu o gaussowskim rozkładzie amplitud. Podstawą teoretyczną takiego podejścia jest twierdzenie graniczne Lapunowa.

Istnieją rozbieżności co do przyjęcia charakterystyki częstotliwościowej szumu. W użyciu jest zarówno szum biały, jak i kolorowy. Dla wysokich częstotliwości tkanki stanowią filtr dolnoprzepustowy [6], lecz w zakresie cz stotliwości stanowiącym przedmiot zainteresowania elektrokardiografii tkanki stanowią liniowy, bezszumny kanał przewodzący [19].

Według Thakora [23], De Vel [7] czy De Luca [6] widmo zakłóceń mięśniowych poniżej 40 Hz jest płaskie. Powyżej 40 Hz, gdzie znajduje się większa część energii zakłóceń, kształt widma zależy od kształtu potencjałów czynnościowych jednostek motorycznych oraz od średniej częstotliwości ich pobudzania, czyli od obciążenia mięśnia. Według Agrwala i Gottlieba 1 wra ze wzrostem obciążenia mięśnia widmo zakłóceń przesuwa się w stronę niskic częstotliwości.

W elektrokardiografii częstotliwości poniżej 40 Hz mają zasadnicze znaczenie. Z tego powodu najlepszym rozwiązaniem wydaje się przyjęcie jako modelu zakłóceń mięśniowych białego szumu pseudoprzypadkowego o gaussowskim rozkładzie amplitud. Jest to model często stosowany do testowania systemów i algorytmów komputerowo wspomaganej analizy sygnału EKG [3], [9], [10], [

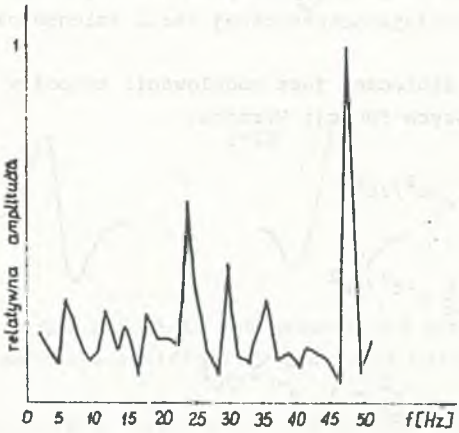
Przyjęcie białego szumu ma tę dodatkową zaletę, że jest on łatwiejszy do wygenerowania niż szum kolorowy i łatwiej można porównywać wyniki testowania różnych algorytmów. Nie istnieje poza tym niebezpieczeństwo uzyskiwania zbyt optymistycznych wyników, co może występować przy przyjęciu szumu o nierównomiernym widmie.



Rys. 3. Elektrokardiogram zakłócony interakcją mięśni szkieletowych

Fig. 3. Elektrocardiogram disturbed by skeleton muscles interaction

W celu weryfikacji przyjętego modelu zarejestrowano sygnał EKG zdrowego człowieka zakłócony "drżeniem" mięśni szkieletowych klatki piersiowej (rys. 3). Dokonano zapisu 3-sekundowego odcinka sygnału przy częstotliwości próbkowania równej 750 1/s. Następnie z przebiegu wyeliminowano sygnał EKG, a pozostałość, czyli zakłócenie mięśniowe, zbadano za pomocą szybkiej transformaty Fouriera. Doświadczenie powtórzono 5-krotnie. Kształt uzyskanego w ten sposób widma zakłóceń, czyli uśredniony w dziedzinie częstotliwości wynik 5 prób, przedstawiony jest na rys. 4. W analizowanym zakresie częstotliwości, tj. od 1,5 do 51 Hz, nie zauważono istotnego wyróżnienia niskich czy wysokich częstotliwości. Istniejące piki np. dla częstotliwości 24 Hz i 30 Hz mogą być efektem niewielkiej liczby przebiegów użytych do wyznaczenia widma. Pik w okolicy częstoltiwości 50 Hz do-



Rys. 4. Widmo zakłóceń mięśniowych uzyskane w wyniku przeprowadzonego doświadczenia

Fig. 4. Muscles noises spectrum found in the wxperiment

wodzi istnienia w zarejestrowanym sygnale oprócz zakłóceń mięśniowych również zakłóceń pochodzących od sieci prądu zmiennego.

Tłumienie potencjałów czynnościowych mięśni w otaczających je tkankach jest silne [6]. Dlatego elektrody EKG umieszczone w pewnej odległości od siebie rejestrują niezależne przebiegi zakłóceń. Tłumaczy to zasadę poprawy stosunku sygnał-szum przez zwiększenie ilości odprowadzeń używanych np. do detekcji załamków. Zjawisko to jest podstawą przestrzennego sumowania sygnału w celu redukcji zakłóceń czy rejestracji potencjałów aktywności pęczka Hisa [4], [18], [19].

Prawie wszystkie wymienione rodzaje zakłóceń mają charakter addytywny [9], [21], [22]. Jedynym wyjątkiem jest wpływ akcji oddechowej pacjenta. Według Hechta i Vidala [13] od fazy oddechu zależy chwilowy okres sygnału, czyli odległość RR oraz amplituda i szerokość zespołu QRS.

3. Generatory sztucznego sygnału

Generacja sztucznego sygnału ma podstawowe znaczenie dla testowania tych algorytmów, których jakość działania (dokładność, powtarzalność itp.) w dużym stopniu zależy od kształtu analizowanych fal. Przykładowo zmienność morfologii zespołu QRS jest tak duża, że nie jest możliwe zbudowanie bazy danych uwzględniającej większość spotykanych w praktyce kształtów.

Natomiast jest znanym faktem, że duże średnie błędy pracy algorytmów powstają często w wyniku złego ich zachowania w przypadku niewielkiej procentowo liczby analizowanych elektrokardiogramów, dla których błędy przyjmują niedopuszczalnie duże wartości. Z tego powodu najczęściej nie jest wystarczające przetestowanie algorytmów za pomocą wąskich baz rzeczywistych danych, które nie zapewniają dostatecznej skali zmienności kształtów analizowanych fal.

Bardzo wygodne i skuteczne jest modelowanie zespołów QRS sygnału EKG za pomocą trzech pierwszych funkcji Hermita:

$$\Phi_0(t) = \frac{1}{\sqrt{b\sqrt{\pi}}} e^{-t^2/2b^2} \tag{1}$$

$$\Phi_1(t) = \frac{-2}{\sqrt{b\sqrt{\pi}}} \frac{t}{b} e^{-t^2/2b^2} \tag{2}$$

$$\Phi_2(t) = \frac{1}{\sqrt{2b\sqrt{\pi}}} \left(2\frac{t^2}{b^2} - 1\right) e^{-t^2/2b^2} \tag{3}$$

gdzie parametr b określa szerokość zespołu QRS.

Jak wynika z rys. 5, funkcje te w naturalny sposób nadają się do modelowania zespołów QRS. Próby takie były prowadzone przez Sornmo i innych [20].

Rys. 5. Trzy pierwsze funkcje Hermita
Fig. 5. Three first Hermite functions

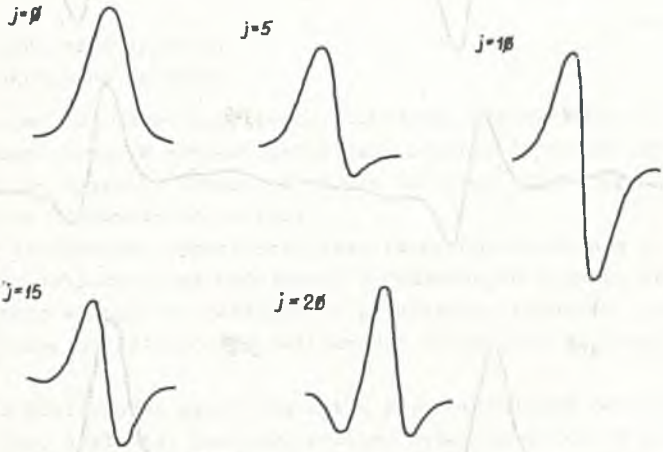
W łatwy sposób można generować zespoły jedno-, dwu- lub trzywierzchołkowe, przechodząc płynnie od jednego kształtu do drugiego. Warunki te spełnia funkcja $H_j(n)$ określona n-stępująco:

$$H_j(n) = \begin{cases} \Phi_0(n)\ (10-j)/10 + \Phi_1(n)\ j/10 & \text{dla} \quad 1 \leqslant j \leqslant 10 \\ \Phi_0(n)\ (j-10)/10 + \Phi_1(n)\ (20-j)/10 + \Phi_2(n)\ (j-10)/20 & \text{dla} \quad 11 \leqslant j \leqslant 20 \end{cases} \tag{4}$$

gdzie:

parametr j określa kształt zespołu QRS,

n - jest numerem próbki sygnału.



Rys. 6. Zespoły QRS sztucznie wygenerowane za pomocą funkcji Hermita
Fig. 6. QRS assembles artificially generated using Hermit functions

Dla $j \in \{0,1,2,\ldots,20\}$ daje ona 21 różnych kształtów zespołu QRS. Niektóre z nich zostały przedstawione na rys. 6. W celu uzyskania zmiennej szerokości otrzymywanych fal należy regulować wartość parametru b we wzorach 1, 2 i 3.

W niektórych zastosowaniach sztuczny sygnał uzyskany w przedstawiony sposób, ze względu na łatwość w jego odtwarzaniu, może spełniać funkcję ogólnodostępnej bazy danych testowych.

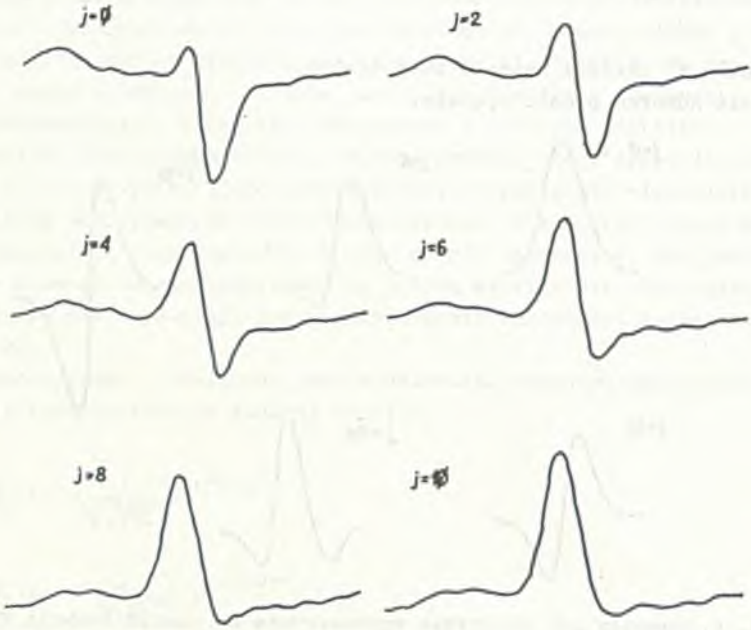
Inna metoda generowania sztucznych zespołów QRS polega na utworzeniu kombinacji liniowej dwóch zasadniczo różniących się pod względem kształtu i szerokości rzeczywistych fal:

$$x_j(n) = a_1(n)(10-j)/10 + j\, a_2(n) \tag{5}$$

$$j \in \{1,2,\ldots,10\}$$

$a_1(n)$, $a_2(n)$ - rzeczywiste zapisy sygnału

Na rys. 7 przedstawiono przykładowe zespoły QRS wygenerowane za pomocą tej metody. Odpowiedni dobór sygnałów $a_1(n)$, $a_2(n)$ umożliwia uzyskanie wymaganych kształtów sytnału $x_j(n)$ w zależności od testowanego algorytmu.



Rys. 7. Zespoły QRS sztucznie wygenerowane wg zależności 5
Fig. 7. QRS assembles artificially generated ac. relation 5

4. Metoda testowania

Odporność na zakłócenia algorytmów służących do wyznaczania punktów charakterystycznych (detektorów) czy cech sygnału można określić zależnością powtarzalności od poziomu zakłóceń. Powtarzalność w przypadku detektorów najlepiej jest opisać za pomocą odchylenia standardowego pomiaru chwili czasu t_o, czyli położenia w osi czasu wyznaczanego punktu charakterystycznego. Powtarzalność wyznaczania cech może być oakreślona współczynnikiem zmienności:

$$wz = \sigma/\eta \tag{6}$$

gdzie:

σ, η - odpowiednio odchylenie standardowe i wartość średnia serii pomiarowej.

Stosunek sygnał-szum SNR (z ang. Signal to Noise Ratio) służy do opisu poziomu zakłóceń. Powinien on być obliczany w obszarze zespołu QRS lub PQRST w zależności od przeznaczenia testowego algorytmu

$$SNR = 20 \log U_S/U_N \tag{7}$$

gdzie:

U_S - wartość skuteczna sygnału,

U_N - wartość skuteczna zakłóceń.

W przypadku szumu U_N jest oczekiwaną wartością skuteczną, czyli odchyleniem standardowym szumu. W użyciu oprócz przytoczonej istnieje jeszcze inna definicja SNR. We wzorze 7 zamiast stosunku wartości skutecznych występuje wtedy stosunek odpowiednich energii.

Należy dodać, że stosunek sygnał-szum jest łatwy do określenia i zmiany jedynie wtedy, gdy zakłócenia są modelowane i dodawane do sygnału sztucznego czy rzeczywistego wolnego od zakłóceń. W przeciwnym przypadku, gdy zakłócenia są rzeczywiste, określenie SNR jest bardzo utrudnione, a często niemożliwe.

Do wyznaczenia dokładności pracy algorytmu przy określonym poziomie zakłóceń wymagana jest dokładna, wzorcowa wartość wyznaczanej cechy czy położenia punktu charakterystycznego. W przypadku gdy wzorzec nie może być podany przez lekarza, np. bdy badany jest złożony detektor punktu odniesienia zespołu QRS, jako wartość dokładną należy przyjąć wynik pracy algorytmu na sygnale wolnym od zakłóceń. Kolejność postępowania przy testowaniu algorytmów jest wtedy następująca:

1) wyznaczenie wartości cechy dla sygnału niezakłóconego,
2) dodanie do sygnału zakłócenia,
3) wyznaczenie wartości cechy,
4) znalezienie kwadratu różnicy wartości cechy wyznaczonej w p. 1 i 3.

Parudziesięciokrotne powtórzenie operacji 2-4 pozwala na określenie odchylenia standardowego błędu wyznaczania danej cechy przy określonym stosunku sygnał-szum.

5. Podsumowanie

Przedstawione metody generacji sztucznego sygnału oraz modele zakłóceń powszechnie występujących w elektrokardiografii umożliwiają porównywanie ze sobą różnych algorytmów służących do detekcji punktów charakterystycznych i cech sygnału EKG ze względu na ich odporność na różne rodzaje zakłóceń. Badanie takie jest konieczne, gdy trzeba wybrać jeden ze znanych algorytmów i zastosować go w nowej konstrukcji sprzętu służącego do automatycznej analizy sygnału EKG. Również nowo opracowane algorytmy powinny zostać przebadane pod kątem ich odporności na zakłócenia. Można w ten sposób uniknąć sytuacji, która występuje obecnie - blisko połowa pomyłek popełnianych nawet przez systemy diagnostyczne, gdzie zakłócenia są stosunkowo rzadkie, spowodowana jest złą jakością sygnału, tzn. zakłóceniami.

LITERATURA

[1] Agarwal G.C., Gottlieb G.L.: An Analisis of the Elektromyogram by Fourier, Simulation and Experimental Techniques, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-22, 225-229, no. 3, May 1975.

[2] Alraun W., Zywietz Chr., Borovsky D., Villems J.L.: Methods for Noise Testing of ECG Analysis Programs, Computers in Cardiology, Aachen, Germany 1983.

[3] Banta R.H., Dorward P.H., Scampini S.A.: New Cardiograph Family with ECG Analysis Capability, Hewlett-Packard Journal, vol. 36, 23-28, no. 9, Sept. 1985.

[4] Berbari E.J., Lazzara R., Scherlag B.J.: The Effects of Filtering the His-Purkinie System Elektrocardiogram, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-26, no. 2, Feb. 1979.

[5] Berson A.S., Woick J.M., Pipberger H.V.: Precision Requiements for Elektrocardiographic Measurements Computed Automatically, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-24, no. 4, 382-385, July 1977.

[6] De Luca C.J.: Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-26, no. 6, June 1979.

[7] De Vel O.Y.: R-Wave Detection in the Presence of Musele Artifacts, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, no. 11, 1984.

[8] Doue J.C., Vallence A.G.: Computer - Aided ECG Analysis, Hewlett-Packard Journal, vol. 36, 29-33, no. 9, Sept. 1985.

[9] Einstein B.A., Vaccaro R.J.: Feature Extraction by System Identification, IEEE Trans. on Systems. Man, and Cybernetics, vol. SMC-12, no. 1, 1982.

[10] Fraden J., Neuman M.R.: QRS wave detection, Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 18, 125-132, 1980.

[11] Gordon D.H.: Triboelectric Interference in the ECG, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-22 no. 3, May 1975.

[12] Guenov P.G.: Low frequency niose filtration of the ECG signal, Digest of 10th International Conference on Medical and Biological Engineering, vol 29, no. 6, 1973.

[13] Hecht S.E., Vidal J.J.: Generation of ECG Prototype Wareforms by Piecewise Correlational Averaging, IEEE Trans. on Pattern Analisis and Machine Intelligence, vol. PAMI-2, no. 5, Sept. 1980.

[14] Jones N.B., Lago P.J.A.: Spectral Analisis and the Inerference EMC, Proceedings IEEE, part A, vol. 129, 673-678, no. 9, Dec. 1982.

[15] Meyer C.R., Keiser H.N.: Electrocardiogram Baeline Noise Estimation and Removal Using Cubic Splines and State-Space Computation Techniques, Computers and Biomedical Research, vol. 10, 459-470, no. 5, Oct. 1977.

[16] Mortara D.W.: Digital Filters for ECG Signals, Proc. of Computers in Cardiology, Sept. 1977. Rotterdam, The Netherlands, IEEE Comp. Soc. Long Besch, Cal. USA, 511-514, 1978.

[17] Nihon Kohdan Corporation Japan, Stress Test System - 7000A. Materiały firmowe.

[18] Pałko T.: Elektroniczne techniki badania rytmu serca i hemodynamiki, Podstawy Fizyki Medycznej, Tom 19, Zeszyt 1, 1984.

[19] Santopietro R.I.: The Origin and Charakterization of the Primary Signal, Noise, and Inference Sources in the High Frequency Electrocardiogram, Proceedings of IEEE, vol. 65, no. 5, May 1977.

[20] Sornmo L., Borjesson P.O., Nygards M., Pahlm O.: Method for Evaluation of QRS Shape Festures Using a Mathematical Model for the ECG, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-28, no. 10, Oct. 1981.

[21] Talmon J.L.: Pattern Recognition of the ECG a Structural analysis, Ph. D. thesis, Vrije University of Amsterdam, 1983.

[22] Teppner U., Neubert D.: Simulation of Physiological and Technical Influences on the ECG, IEEE Computers in Cardiology, Salt Lake City, 373-376, Sept. 1984.

[23] Thakor N.V., Webster J.G., Tompkins W.J.: Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, no. 11, 1984.

[24] Thomas L.J., Clark K.W., Mead C.N., Ripley K.L., Spenner B.F., Oliver G.C.: Automated cardiac dysrhytmia analysis, Proceedings of the IEEE, vol. 67, 1322-1337, no. 9, Sept. 1979.

[25] Weisner S.J., Tompkins W.J., Tompkins B.M.: A Compact, Microprocessor - Based ECG ST Segment Analyzer for the Operating Room. IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. BME-29, no. 9, Sept. 1982.

[26] Winter D.A., Trenholm B.G.: Reliable Triggering for Exercise ECGs', IEEE Trans on Biomedical Engineering, vol. BME-16, no. 1, 1969.

[27] Wolf H.H., MacInnis P.J., Stock S., Hellpi R.K., Rautaharju P.M.: Computer Analisis of Rest and Exercise Electrocardiograms, Computer and Biomedical Research, no. 5, 329-346, 1972.

Recenzent: Prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz

Wpłynęło do Redakcji 20.02.1987

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗМУЩЕНИЙ И СИГНАЛА ЭКГ ДЛЯ НУЖД ТЕСТОВАНИЯ АЛГОРИТМОВ ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ КОМПЬЮТЕРНОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Р е з ю м е

В работе даётся метод исследования устойчивости на возмущения алгоритмов используемых для определения свойств сигнала экг и детекции его характеристических точек. Метод позволяет сравнить пригодность разных алгоритмов с точки зрения их чувствительности к плохому качеству сигнала. Предлагаются модели трёх основных видов возмущений, выступающих в кардиографии, т.е. медленно изменяющихся возмущений, сетевых и мышцевых.

Кроме этого представлены два метода генерирования искусственной группы QRS, пригодных для тестования устойчивости алгоритмов на возмущения а также метод проведения этих исследований.

MODELING OF NOISE AND ECG SIGNAL FOR IMMUNITY TESTING OF ALGORITM USING IN COMPUTER BASED ECG ANALYSIS

S u m m a r y

The paper deals with a method of noise immunity testing of feature extraction and characteristic points detection algorithms designed for computer ECG analysis systems.

The method gives possibility of comparison between various algorithms from noise immunity point of view.

Models of three kinds of noise are considered. Namely: baseline wandering, line interference and muscle artifacts. Moreover two methods of artificial signal generation are presented that can be useful in noise immunity testing.